

TARTU ÜLIKOOL

Sporditeaduste ja füsioteraapia instituut

Liisi Sagor

**Iseenese müofastsiaalne vabastamine läbi vahtrullimise ja selle
kasutamine lihaselastsuse suurendamisel**

Self-myofascial release through foam rolling and its effects on muscle elasticity

Bakalaureusetöö

Füsioteraapia õppekava

Juhendaja:

PhD liikumis- ja sporditeadused, J. Sökk

Tartu, 2018

SISUKORD

Kasutatud lühendid	3
Sissejuhatus.....	4
1. Fastsia	5
1.1 Fastsia definitsioon	5
1.2 Fastsia ja fastsiaalse süsteemi ehitus ja omadused	6
1.3 Düsfunktsioonid fastsias	10
1.4 Müofastsiaalne vabastamine	11
2. Iseenese müofastsiaalne vabastamine kasutades vahtrulli	15
2.1 Iseenese müofastsiaalse vabastamise toimetehhanismid	17
2.3 Vahtrulli disaini mõju liigesliikuvuse suurendamise efektiivsusele	21
2.4 Vahtrullimise mõju liigeliikuvusele.....	22
2.5 Vahtrullimise kestuse mõju liigesliikuvusele	26
Kokkuvõte.....	29
Kasutatud kirjandus	30
Summary	34
Autori lihtlitsents töö avaldamiseks.....	35

KASUTATUD LÜHENDID

FR – vahtrull (inglise keeles *foam roll*)

DS – dünaamiliste venitusharjutuste sooritamine (inglise keeles *dynamic stretching*)

KR – kontrollrühm

MFR – müofastsiaalne vabastamine (inglise keeles *myofascial release*)

SMFR – iseenese müofastsiaalne vabastamine (inglise keeles *self-myofascial release*)

SS – staatiliste venitusharjutuste sooritamine (inglise keeles *static stretching*)

SMFR + SS – iseenese müofastsiaalne vabastamine kombineerituna staatiliste venitusharjutuste sooritamisega

UR – uuringurühm

SISSEJUHATUS

Pehmekoe vigastused moodustavad suure osa spordivigastustest, resulteerudes sidekoeliste liidete tekkimisega müofastsiaalse süsteemi eri osade vahele. Tekkiv jäigastumine ja liited takistavad normaalset biomehhaanikat, tagajärjena võib väheneda liigesliikuvus, lihaselastsus ja halveneda lihase funktsioon. (MacDonald et al., 2013)

Viimasel aastakümnel on populaarseks muutunud müofastsiaalsele vabastamisele sarnanev meetod, iseenese müofastsiaalne vabastamine (Kalichman & Ben David, 2017). Vahtrull, kirjanduses kasutatud ka väljendeid vahtplastrull ja füsiorull, on iseenese müofastsiaalseks vabastamiseks kõige levinum vahend, mis on odav ning kättesaadav manuaalse teraapia vahend kasutamaks treeningu ettevalmistavas ja lõpetavas osas, vajades minimaalset juhendamist professionaali poolt (Cheatham et al., 2017)

Antud teemast kirjutamine on oluline, sest vaatamata vahtrullimise laialdasele kasutamisele on iseenese müofastsiaalse vabastamise efektiivsust hindav kirjandus siiani ilmumas ning on vähe empiirilisi tõendeid toetamaks selle kasutamise tõenduspõhisust (MacDonald et al., 2013). Käesolev bakalaureusetöö annab ülevaate iseenese müofastsiaalsest vabastamisest kasutades vahtrulli, selle olemusest ja võimalikest toimetehhanismidest, samuti ka selle efektiivsusest suurendamiseks lihaselastsust ja liigesliikuvust. Antud teema võiks eelkõige huvi pakkuda spordifüsioterapeutidele, aga ka treeneritele ning eri tasemel harrastus- ja tulemusportlastele.

Antud töö eesmärk on teaduskirjandusele tuginedes välja selgitada, kas iseenese müofastsiaalne vabastamine kasutades vahtrulli on efektiivne meetod liigesliikuvuse suurendamiseks. Töö esimeses pooles annab autor lühiülevaate fastiast ja fastsiaalse süsteemist ning düsfunktsioonidest selles, samuti ka ühest fastsiaalse koe hindamise ja ravimise meetodist, müofastsiaalsest vabastamisest. Töö teises pooles annab autor ülevaate iseenese müofastsiaalsest vabastamisest kasutades vahtrulli ning selle efektiivsusest lihaselastsuse suurendamisel.

Märksõnad: iseenese müofastsiaalne vabastamine, vahtrull, vahtrullimine, liigesliikuvus

Key words: self-myofascial release, foam roll, foam rolling, joint range of motion

1. FASTSIA

Fastsia ehk sidekude on kude, mis täidab kehas mitmeid ülesandeid: see vastutab keha ja organite kuju säilitamise eest, seob ja toetab keha organeid ning kudesid (Stecco, 2015). Viimasel kümnendil on teadlastes tärganud huvi fastsia vastu. Eelretsenseeritud ajakirjades on fastsiat puudutavaid artikleid püsiva kiirusega juurde tekkimas, samuti on korraldatud neli Rahvusvahelist Fastsia Uuringute Kongressi: Harvardis 2007., Amsterdavis 2009., Vancouveris 2012. ja Restonis 2015. aastal, 2018. aasta lõpus on planeeritud ka viies kongress Berliinis (FRC, 2018; Stecco, 2015). Kumka ja Bonar (2012) kirjutavad oma ülevaateartiklis, et hiljutiste fastsiauuringute taustal võib väita, et fastsia pole mitte passiivne struktuur, vaid funktsionaalne organ, mille ülesanne on pakkuda kehale stabiilsust ja mobiilsust ning on peaaegu lahutamatu ümbritsevast koest.

1.1 Fastsia definitsioon

Kui varasemalt on puudunud konsensus eri autorite vahel, mis kudesid pidada fastsia hulka, siis I fastsia konverentsil 2007. aastal defineeriti fastsiat kui „pehmekeeline komponent sidekoesüsteemis, mis paikneb üle kogu inimkeha, moodustades kolmedimensioonilise struktuuralse maatriksi“ (Schleip et al., 2012b). Kuna see definitsioon käsitleb fastsiat kui anatoomilist struktuuri ning ei pea silmas selle funktsionaalseid aspekte, nagu näiteks jõu ülekandmise võimet või sensoorseid omadusi, siis Fastsia Uuringute Ühing kutsus kokku operatiivgrupi – Fastsia Nomenklatuuri Komitee (edaspidi FNC – inglise keeles *Fascia Nomenclature Committee*). FNC pakkus välja kaks eraldi definitsiooni: anatoomilise termini „fastsia“ ja funktsionaalse termini „fastsiaalne süsteem“. FNC defineeris fastsiat kui „sidekeeline kest, kiht või mõni muu eraldatav üksus, mis on moodustunud naha all kinnitamaks, ümbritsemaks ja eraldamaks lihaseid ja teisi siseorganeid“ ning fastsiaalset süsteemi kui „üle terve keha leviv pehmekeeline ning kollageenikiude sisaldav kolmedimensiooniline tihedast ja kohevast sidekoest koosnev kontiinum“. FNC poolt välja pakutud definitsiooni kohaselt kuuluvad fastsiaalsesse süsteemi rasvkude, veresoonte väliskest, neurovaskulaarsed kestad, aponeuroosid, sügav ja pindmine fastsia, epineurium, kõõlused, membraanid, ajukestad, müofastsiaalsed laiendused, luuümbrised, hoidesidemed, kõhukelmed ja kõik lihasesisesed ja -vahelised sidekoelised struktuurid, kaasa arvatud endo-, peri-, ja epimüüsium. (Adstrum et al., 2017)

1.2 Fastsia ja fastsiaalse süsteemi ehitus ja omadused

Fastsia koosneb rakkudest, kiududest ja rakuvälisest vedelikust. Rakud annavad fastsiale metaboolsed omadused, kiud mehhaanilised omadused ning rakuväline vedelik plastilisuse ja mõjutatavuse. Rakuvälise matriksi omadused määravad ära piirkonna sidekoe konsistentsi, mis võib varieeruda geelilaadsest kuni jäigema materjalini, see koosneb põhiainest (vesi, ioonid, polüsahhariidid) ning erinevatest kiududest. Kiududest esineb elastseid kiudusid ja kollageenikiude, mille vahekorrad ning kontsentratsioon määravad ära fastsia omadused. Kollageenikiud muudavad fastsia paindlikuks, kuid omavad suurt tõmbetugevust. Elastsed kiud, elastiin ja fibrilliin, muudavad fastsia vormitavaks ning aitavad ära hoida koe rebenemist. (Stecco, 2015)

Rakkudest on ülekaalus fibroplastid, mis sünteesivad enamikke ekstratsellulaarse matriksi komponente, esineb ka adipotsüüte ning diferentseerumata tüvirakke (Stecco, 2015). Fastsia koostises esineb kontraktiilseid rakke, millest levinumad on fibroplastide alaliik müofibroplastid, mille tõttu on fastsial võime kontraheeruda (Schleip, 2003a; Wilke et al., 2018). Müofibroplastide aktiivne kontraheerumisvõime võib mõjutada fastsiaalset toonust, seega ka tugi-liikumisaparaadi dünaamikat (Schleip et al., 2005). Müofibroplastide kontraheerumisvõime olulisus tugi-liikumisaparaadis ei ole teada (Wilke et al., 2018).

Süva fastsia on tihe sidekude, mis ümbritseb ja eraldab lihaseid, moodustab veresoonte ja närvide ümber kesti, tugevdab liigeste ümber paiknevaid ligamente ja seob kõiki neid struktuure omavahel ühtseks sidekoeliseks võrgustikuks (Stecco et al., 2011a). Luid ümbritsevat fastsiat kutsutakse periosteumiks ehk luuümbiseks, kõõluseid ümbitsevat fastsiat kutsutakse paratenoniks ehk sünoviaaltupeks ning veresooni ja närve ümbitsevat kesta kutsutakse neurovaskulaarseks kestaks (Stecco et al., 2016). Müofastsiaaks kutsutakse süva fastsiat, mis on seotud lihastega, ühendades omavahel lihaseid ja ka lihaseid fastsiaga müofastsiaalsete laienduste läbi (Stecco, 2015). Varasemalt on kirjeldatud süva fastsiat kui tihedat ebakorrapärast sidekude, kuid tegelikult on tegemist mitmekihilise paralleelsetest ning kindla suunaga kulgevatest kollageenikiududest koosneva struktuuriga, kusjuures süva fastsia kihtide arv erineb piirkonniti (Benetazzo et al., 2011).

Erinevate kihtide kollageenikiudude suund erineb ning nende suundade vaheline nurk on 78-90°, andes fastsiale selle tõmbetugevuse ja anisotroopsed omadused (koe omaduste sõltuvus mehhaanilise jõu suunast) (Benetazzo et al., 2011; Stecco et al., 2009). Erinevad süva fastsia kihid on koheva sidekoekihi abil eraldatud, mis annab kihtidele iseseisvuse ning

võimaldab neil omavahel libiseda, samuti on koheva sidekoekihi poolt eraldatud lihast ümbritsev epimüüsium ja lihast kattev süva fastsia, võimaldades lihasel kontraheeruda seda katvast fastsiast eraldiseisvana (Ichikawa et al., 2015; Stecco et al., 2009). Benetazzo et al. (2011) kirjeldasid oma sääre- ja thorakolumbaalpiirkonna fastsiat uurivas uuringus, et elastsed kiud paiknevad suures osas just süva fastia eri kihte eraldavates koheva sidekoe kihtides ning vaid vähesel määral leidub neid süva fastsia kollageenikiudude vahel.

Süva fastsia eri kihte eraldav koheva sidekoe kiht on ka reservuaar vee ja ioonide jaoks kõrvalolevatele kudedele, samuti suunatakse sinna ka kõrvalkudedest pärit laguproduktid ja toksilised ühendid, mille eri proportsioonid ja kontsentratsioon võivad mõjutada fastsia kihtide libisemisvõimet üksteise suhtes. Epimüüseumi ja lihast katva süva fastsia vaheline koheva sidekoe kiht, samuti vähemal määral ka süva fastsia eri kihte eraldav kohev sidekoekiht, sisaldab suurel hulgal hüaluroonhapet, mis on vastutav eri kihtide omavahelise libisemise ees. Hüaluroonhappe kontsentratsioon koos temperatuuri ja muude füüsiliste parameetritega määravad ära selle maatriksi konsistentsi. (Stecco et al., 2011b)

Olenevalt lihasega seotud fastsia paksusest ja selle suhtest lihastega on võimalik eristada kahte eri tüüpi müofastsiat: aponeurootilist fastsiat (grupeerib lihasgruppe või funktsioneerib laia lihase kinnituskohana) ja epimüüsiaalset fastsiat. Epimüüsiaalne fastsia, teisisõnu epimüüsium, on fastsia mis ümbritseb lihaseid ja annab neile kuju. (Stecco et al., 2016) Kuigi lihast katva epimüüsiumi ja lihase vahel on omavahelist libisemist võimaldav pehme sidekoe kiht (Stecco et al., 2009), siis on epimüüsiumi funktsioon praktiliselt eraldamatu alloleva lihase suhtes, sest lihas ja seda kattev epimüüsium on tihedalt seotud sidekoelistest ühendustega. Epimüüsiumi seotus puhketoonust omavate lihastega mõjutab ka epimüüsiumi, mistõttu on see pideva pinge all (Stecco et al., 2016). Lihast ümbritseva epimüüseumi võib funktsionaalselt jagada kaheks: perimüüseumiks, tihedalt epimüüsiumiga seotud õhuke sidekoeline kiht, mis grupeerib lihaskiudude kimpe; endomüüseumiks, mis ümbritseb iga eraldiseisvat lihaskiudu (Stecco, 2015).

Süva fastsia ühendab skeleti-lihassüsteemi eri osasid ning sellel on võime üle kanda lihasjõudu (Stecco, 2015), ligi pool lihase pikisuunalisest pingest kandub üle fastsiale (Findley et al., 2015). Maas et al. (2005) uurisid roti sääre anterioorse osa sünergistlike lihaste vahelist vastastikust toimet ning leidsid, et sünergistlike lihaste vaheline mehhaaniline vastastikmõju tuleneb nii lihasesisestest kui ka lihasevälisest sidekoelistest ühendustest, kusjuures lihasevälise müofastsiaalse ühenduse katkestamisel vähenes lihastevaheline jõu

ülekandmisvõime 39%. Uuritud on ka antagonistlike lihaste vahelist jõu ülekandevõimet. Huijing ja Baan (2008) uurisid lihaste jõu ülekandmise võimet roti *m. extensor digitorum* ja selle antagonistliku peroneaalse lihasgrupi vahel ning leidsid, et need antagonistlikud lihased ei tööta iseseisvalt ning üksteisest sõltumatult, vaid sõltuvad üksteisest lihasevälise müofastsiaalse lihasjõu ülekandmise mehhanismi kaudu. Antud uuringud illustreerivad, et lihastevahelisel mehhaanilise jõu ülekandevõimel on märkimisväärne osa müofastsial, nii sünergistlike kui ka antagonistlike lihaste vahel.

Süva fastsia sisaldab ka veresooni ning närvikiudusid. Suuremaid närvikiudusid ümbritseb kohev sidekoekiht ja väiksemad on ühendatud kollageenikiududega. Fastsiasisesed närvikiud kulgevad kollageenikiududega risti ning võivad hüpoteetiliselt olla mõjutatud kollageenikiudude venituse poolt. Fastsiakoes on esindatud inkapsuleeritud närvikehad (Ruffini ja Pacini närvikehad) ja vabad närvilõpmed. (Stecco et al., 2008) Aponeurootiline fastsia sisaldab vabasid närvilõpmeid (mehhanoretseptoreid) ning Ruffini ja Pacini inkapsuleeritud närvilõpmeid. Epimüüsium sisaldab vabasid närvilõpmeid, mis on seotud lihaskäävidega (sensoorsed kiud, mis reageerivad lihase minimaalsele venitusele). (Stecco et al., 2016)

Suur osa fastsiaga tegelevatest professionaalidest toetuvad müofastsiaalsete ahelate teooriale, mille kohaselt inimkehas ei tööta lihased iseseisvate ühikutena, vaid on osa kogu keha haaravast pingeterviklikkuse süsteemist (inglise keeles *tensegrity*) (Wilke et al., 2016a). Pingeterviklikkuse süsteem kirjeldab struktuuriliste suhete põhimõtet, mille kohaselt osade struktuuride kuju on tagatud tänu lõplikult suletud ja terviklikult pideva pingetõttu. Keha on selle printsiibi kohaselt süsteem, kus fastsia käitub kui pideva kuid muutuva pingetõttu võrgustik ümber individuaalsete luude ning kõhrkoe. (Myers, 2013)

Myers (2013) defineeris 12 müofastsiaalset ahelat, mis ühendavad keha kaugelasuvaid osasid lihaste ja fastsia kaudu. Wilke et al. (2016a) uurisid oma süstemaatilises kirjanduse ülevaates neist kuue müofastsiaalse ahela tõendus põhists: pindmine tagumine ja eesmine ahel, tagumine ja eesmine funktsionaalne ahel, spiraalne ahel ning lateraalne ahel (vaata tabel 1). Uuringus analüüsiti 62 eelretsenseeritud ajakirjades avaldatud anatoomilist lahanguuringut, mis uurisid nimetatud müofastsiaalsetes ahelates leiduvate pehmekoeliste komponentide seoste olemasolu. Kõrge tõendus põhists leiti kõikidele pehmekoeliste üleminekutele pindmises tagumises ahelas (põhinedes 14 uuringul), tagumises (põhinedes 8 uuringul) ja eesmises funktsionaalses ahelas (põhinedes 6 uuringul). Spiraalset (keskmine tõendus põhists 9st 5le

üleminekule põhinedes 21 uuringul) ja lateraalset (tugev/keskmine tõendus põhjus 5st 2le üleminekule põhinedes 10 uuringul) ahelat puudutavad tulemused olid vasturääkivad, pindmise eesmise ahela osas puudus täielikult tõendus põhjus (7 uuringul põhinedes ühtegi tõendus põhjust üleminekut pole). (Wilke et al., 2016a)

Müofastsiaalne ahel	Pehmekoeline komponent
Pindmine tagumine ahel	Plantaarfastsia → kannakõõlus/ <i>m. gastrocnemius</i> → hamstringlihasd (<i>m. biceps femoris</i> , <i>m. semitendinosus</i> , <i>m. semimembranosus</i>) → <i>lig. sacrotuberale</i> → lumbaalfastsia/ <i>m. erector spinae</i> .
Pindmine eesmine ahel	Varvaste ekstensorid, <i>m. tibialis anterior</i> , sääre eesmised struktuurid → patellaalune kõõlus → <i>m. rectus femoris/quadriceps</i> → <i>m. rectus abdominis</i> → <i>m. sternalis/rinnakuosa fastsia</i> → <i>m. sternocleidomastoideus</i> .
Tagumine funktsionaalne ahel	<i>M. vastus lateralis</i> → <i>m. gluteus maximus</i> → lumbaalfastsia → <i>m. latissimus dorsi</i> .
Eesmine funktsionaalne ahel	<i>M. adductor longus</i> → <i>m. rectus abdominis</i> → <i>m. pectoralis major</i> .
Spiraalne ahel	Lumbaalfastsia/ <i>m. erector spinae</i> → <i>lig. sacrotuberale</i> → <i>m. biceps femoris</i> → <i>m. peroneus longus</i> → <i>m. tibialis anterior</i> → <i>m. tensor fasciae latae</i> , iliotibiaaltrakt → <i>m. obliquus abdominis internus</i> → <i>m. obliquus abdominis externus</i> → <i>m. serratus anterior</i> → <i>m. rhomboideus major et minor</i> → <i>m. splenius capitis et cervici</i> .
Lateraalne ahel	<i>M. peroneus longus et brevis</i> , lateraalsed sääre struktuurid → iliotibiaaltrakt/ <i>m. gluteus medius</i> → <i>m. tensor fasciae latae</i> → <i>m. gluteus maximus</i> → <i>m. obliquus abdominis externus et internus</i> → <i>m. intercostalis externus et internus</i> → <i>m. splenius capitis/m. sternocleidomastoideus</i> .

Tabel 1. Wilke et. al (2016) süstemaatilises ülevaateartiklis käsitletud müofastsiaalsete ahelate pehmekoelised komponendid

Kokkuvõtvalt arvab käesoleva töö autor, et kuigi fastsiaalased uuringuid on hakanud viimaste aastate jooksul suuremahuliselt juurde tekkima, siis endiselt on

fastsiauringud vaid lapsekingades ning palju on veel teadmata fastsia ja fastsiaalse süsteemi ehituse ning funktsioonide kohta, samuti ka müofastsiaalsete ahelate tõenduspõhisuse ning nende teadmiste rakendamisvõimaluste kohta kliinilises praktikas. Antud alapeatükkides esitas käesoleva töö autor lühikokkuvõtte fastsia ja fastsiaalse süsteemi definitsiooni, ehituse ja omaduste kohta, järgnevas alapeatükis tuleb juttu düsfunktsioonidest fastsiaalses süsteemis ning nende võimalikest tekkemehhanismidest, samuti ka ühest ravimeetodist – müofastsiaalsest vabastamisest.

1.3 Düsfunktsioonid fastsias

Pehmekoe vigastused moodustavad suure osa spordivigastustest ning võivad tekkida läbi krooniliste või akuutsete mehhanismi, näiteks vigastuse, haiguse, inaktiivsuse või põletiku tagajärjel, resulteerudes sidekoeliste liidete tekkimisega müofastsiaalse süsteemi eri osade vahele. Tekkiv jäigastumine ja liited takistavad normaalset biomehhaanikat, tagajärjena võib väheneda liigesliikuvus, lihaselastsus, lihasjõud, koordineatsioon ja jõu genereerimisvõime. (Curran et al., 2008; MacDonald et al., 2013). Fastsiaalsed liited ja jäigastumine ühes keha piirkonnas võib mõjutada läbi müofastsiaalse jätkuvuse kõiki struktuure, mis on ümbritsetud, jagatud või toetatud fastsia poolt (Schleip, 2003a). Düsfunktsioonide tekkepõhjused ja -mehhanismid fastsiaalses süsteemis on veel täielikult teadmata, kuid järgnevalt annab käesoleva töö autor lühiülevaate teaduskirjanduses esitletud võimalikest tekkemehhanismidest.

Ligi pool lihase pikisuunalisest pingest kandub üle fastsiaale, seega lihaste kontraheerumine ning lõõgastumine põhjustab korduvat jõu ülekannet seda ümbritsevale müofastsiaale. Fastsia võib remodelleeruda, et kohaneda sellele rakenduva pingega, mille tagajärjel võib fastsia jäikus muutuda. (Findley et al., 2015) Muutused fastsias võivad potentsiaalselt põhjustada samade lihaste teisititoimist, näiteks läbi müofastsiaalse jõu ülekande mehhanismi võib langenud elastsusega lihas põhjustada sünergistlike ja antagonistlike lihaste düsfunktsiooni (Wilke et al., 2018).

Düsfunktsioonid fastsiakoes võivad olla seotud hüaluroonhappega. On teada, et hüaluroonhape on üks olulisematest koe viskoelastsust mõjutavatest elementidest. Kui süva fastsia kihtidevaheline koheva sidekoekihi tihedus muutub, siis võivad koheva sidekoekihi libisemist võimaldavad omadused olla häiritud ning seega võib kogu süva fastsia ja sellega seotud lihase funktsioon olla häiritud. Samuti võib koheva sidekoekihi tiheduse muutus mõjutada süvas fastsias paiknevate retseptorite käitumist. (Stecco et al., 2011b)

Kuna epimüüsiüm on seotud lihases paiknevate lihaskäävidega, siis võib liigne pinge epimüüsiümis põhjustada lihaskäävide aktivatsiooni ja seega ka pidevat lihase passiivset venitust. Kui aga epimüüsiüm on pidevalt venitatud olekus, siis võivad sellega seotud olevad lihaskäävid olla krooniliselt üleaktiveeritud ja ülevenitatud, resulteerudes nende lihaskäävidega ühenduses olevate lihaskiudude pideva impulsiga kontraheeruda ja põhjustades lihasdüsbalanssi ning häirunud liigesfunktsiooni. Epimüüsiümi liigse jäikuse tõttu võivad sellega seotud lihaskäävid olla vähe aktiveeritud, seega põhjustades lihase mingi osa vähese aktiivsuse ning liigese häirunud töö ja ebaühtlase kulumise. (Stecco et al., 2016)

Müofastsiaalsete ahelate olemasolu võib aidata seletada paljude mittespetsiifiliste häiretega kaasnevat kiirguvat valu, näiteks müofastsiaalsete ahelate teooria järgimine võib olla efektiivne mittespetsiifilise alaseljavalu ravis (Wilke et al., 2016a). Wilke et al. (2016b) uurisid alajäsemete venitamise mõju kaela liikuvusele. Uuringus osales 26 tervet uuritavat (16 meest, 10 naist, keskmine vanus $30,3 \pm 6,2$ aastat), kes jagati võrdselt kontrollrühma (edaspidi KR) ja uuringurühma (edaspidi UR) vahel. UR-i uuritavad sooritasid ühekordselt venitusharjutusi hamstring-lihasgrupile ja *m. gastrocnemius*'ele, hoides venitust 30 sekundit ja sooritades mõlemat venitust kolm korda; KR-i uuritavad istusid sama aja passiivselt. Kaela ekstensioon-/fleksioonsuunaline liikuvus mõõdeti mõlemal grupil enne ja pärast sekkumist. Uuringust selgus, et kui KR-i uuritavate kaela liikuvus jäi samaks, siis UR-i uuritavate kaela liikuvus suurenes märkimisväärselt (keskmiselt $4,9^\circ$). (Wilke et al. 2016b) Antud uuringu tulemus illustreerib, et ühe piirkonna mõjutamine võib müofastsiaalsete ahelate kaudu mõjutada ka teist, kaugemalasuvat, piirkonda.

1.4 Müofastsiaalne vabastamine

Müofastsiaalne vabastamine (edaspidi MFR – inglise keeles *myofascial release*) on pehme koe diagnoosimise ja selles esinevate düsfunktsioonide ravimise meetod, mis saab olla kas otsene või kaudne, ning sisaldab pidevat palpatoorset tagasisidet saavutamaks müofastsiaalsete kudede vabanemist (AACOM, 2011).

MFR on algselt Barnes'i (1997) poolt välja töötatud manuaalne pehmekoetehnika aitamaks vähendada takistavaid sidekoelisi liiteid, mis on tekkinud fastsia eri kihtide vahele. Barnes (1997) defineerib MFR-i kui „manuaalne pehmekoetehnika, mille käigus rakendatakse venitust jäigastunud fastsiale“. Jäigastunud fastsiale rakendatakse 90-120 sekundi jooksul pidevat survet, mille järgselt toimuvad koes histoloogilised muutused, mistõttu on tuntav koe vabanemine. Vabanemise järgselt viib terapeut koe järjekordsesse venitusse ning hoiab seda

kuni vabanemiseni. Tegevust jätkatakse kuni kude tundub pehme ning enam töötlemisele alluv. Barnesi sõnul võimaldab koe pikkuse ja tervise taastamine võtta ära survet närvidelt ja veresoontelt ning parandada liigesliikuvust ja -teljelisust. (Barnes, 1997)

Otsese tehnika juures rakendatakse otse jäigastunud fastsiaale pidevat survet sõrmenukkide, küünarnuki või muude vahenditega, kuni on tuntav koe vabanemine, kusjuures avaldatava surve suurus on tavaliselt paar kilogrammi. Kaudse tehnika puhul rakendatakse koele kerget venitust, tavaliselt fastsiaalsete liidete suunas, mida hoitakse kuni on tuntav koe vabanemine. (Ajimsha, 2011) MFR-i efektiivsus sõltub suuresti terapeudi oskustest ning terapeudi-indiviidi interaktsioonist, seda meetodit kasutatakse paljude konditsioonide puhul kas eraldiseisva sekkumisena või osana traditsioonilisest teraapiast (Sharp, 2012).

Arguisuelas et al. (2017) uurisid MFR-i mõju valu tasemele kroonilise alaseljavaluga uuritavate seas 2 nädala jooksul. Uuringus osales 54 uuritavat, kes jagati võrdselt UR-i ja KR-i vahel. UR-i uuritavatele (11 meest ja 16 naist, keskmine vanus $46,6 \pm 10,3$ aastat) rakendati 2 nädala jooksul 4 korda MFR-i, kestusega 40 minutit (lülisamba lumbaalosa paravertebraalsetele lihaste, torakolumbaalse fastsia, *m. quadratus lumborum* ja *m. psoas* töötlemine); KR-i uuritavatele (10 meest 17 naist, keskmine vanus $46,4 \pm 11,4$ aastat) rakendati kahe nädala jooksul 4 korda platseeboravi 40 minuti jooksul (samadel piirkondadel käte hoidmine ilma libistamiseta). Tulemuste mõõtmine toimus algmõõtmisel enne sekkumisi, 2-nädalase sekkumise järgselt ja järelmõõtmine 12. nädalal. Uuringust selgus, et kuigi nii UR-i kui ka KR-i uuritavate seas esines märkimisväärne erinevus valu tasemes algmõõtmise ja sekkumise järgse mõõtmise vahel, ei olnud UR-i uuritavate näitajate paranemine märkimisväärselt suurem KR-i uuritavate näitajatest. Erinevus oli 12. nädalal toimunud järelmõõtmise tulemustes: võrrelduna KR-i uuritavate tulemustega, esines märkimisväärselt madalam valu tase UR-i uuritavate seas. (Arguisuelas et al., 2017) Arguisuelas et al. (2017) hüpoteesiserisid, et algne UR-i ja KR-i uuritavate näitajate vaheline vahe oli märkimisväärselt suur, sest mõlema rühma uuritavad said positiivset mõju inimpuudutusest.

Ichikawa et al. (2015) võrdlesid MFR-i ja kuumaaplikatsioonide mõju fastsiaalsele libisemisele ja *m. vastus lateralis*'e elastsusele. Uuringus osales 12 tervet täiskasvanud meest vanuses $27,0 \pm 5$ aastat, kellele kuu ajase vahega rakendati juhuslikus järjekorras 4 minutit MFR-i, 10 või 20 minutit kuumaaplikatsioone *m. vastus lateralis*'ele. Iga sekkumise eelselt ning järgselt mõõdeti kolme parameetrit: süva fastsia liikuvust ultraheli abiga, lihasjäikust reaalajas elastograafia teel ja kasutades duromeetrit. Uuringutulemustest selgus, et ainult MFR-

i järgselt paranes süva fastsia liikuvus ja vähenes lihasjäikus reaalajas elastograafia teel mõõtes, duromeetriga mõõdetuna vähenes lisaks MFR-i järgselt lihasjäikus ka kasutades 20-minutilist kuumaaplikatsiooni. (Ichikawa et al., 2015)

Ajimsha et al. (2014) analüüsisid oma ülevaateartiklis 19 uuringut ning järeldasid, et MFR-i käsitlevad uuringud varieeruvad tugevasti kvaliteedi ning ka tulemuste osas, mistõttu on vajalik kõrgemakvaliteediliste uuringute korraldamine MFR-i tõenduspõhiseks kasutamiseks. Teaduskirjanduses käivad vaidlused MFR-i võimalike toimemehhanismide pärast (Curran et al., 2008). Kuigi müofastsiaalse vabastamise mõju on omistatud fastsia tiksotroopsetele omadustele, siis Schleip (2003b) seadis selle teooria oma artiklis kahtluse alla, viidates Currier et al. (1992) artiklile, kus selgus, et fastsia tiksotroopsete omaduste muutmiseks on vajalik tunduvalt pikem mõjutamisaeg või tunduvalt suurem surve, kui seda müofastsiaalse vabastamise ajal võimalik avaldada on. Samuti avaldub tiksotroopsus vaid surve avaldamise hetkel ning on minutitega tagasipöörduv. Seega pakkus Schleip (2003b) välja, et kohene fastsiaalne plastilisus ei saa avalduda vaid selle mehhaaniliste omaduste kaudu, vaid peab olema seotud fastsias tihedalt paiknevate mehhaanoretseptoritega ning nende ärritusega kaasnevatest füsioloogilistest muutustest. Need mehhaanoretseptorid on seotud kesknärvisüsteemiga, eriti autonoomse närvisüsteemiga, mille kaudu on mõjutatav fastsia toonus ja lokaalne koe viskoossus. (Schleip 2003b, 2003a)

Koed võivad venitusele vastata ka jäikuse tõusuga, mis Schleip et al. (2012a) hüpoteesi kohaselt toimub fastsia kontraheerumisvõimeliste rakkude vastuse tõttu venitusele. Schleip et al. (2012a) uurisid isomeetrilise venituse mõju sea lumbaalfastsiale. Proove venitati isomeetriliselt 15 minuti jooksul, millele järgnes 30-minutiline puhkus, rakendati jõudu, mis resulterus 4% või 6% koe pikkuse muutusega. Sama korraldus tingimustes, kus rakkud, kaasa arvatud kontraktilseid omadusi omavad rakkud, muudeti inaktiivseks. Katse tehti ka nii isotoonilises kui ka destilleeritud vedelikus. Vedelikus rakendati jõudu 1 minut, millele järgnes 10-minutiline paus ning seda korraldus 4 korda, mille järgselt vahetati vedeliku omadusi. (Schleip et al., 2012a)

Uuringutulemustest selgus, et isomeetrilise venituse järgselt suurenes koe jäikus nii proovidel, kus rakud olid toimivad, kui ka proovidel, kus rakud ei funktsioneerinud, mistõttu ei saa fenomen olla seotud kontraktilsete rakkudega. Kuna vesi moodustab enamiku fastsia mahust, vaatles Schleip et al. (2012a) uuring ka venitatud koe veesisalduse muutusi. Venituse rakendamise hetkel vähenes fastsia veesisaldus ning peale jõu rakendamise katkestamist

taastus veesisaldus järgemööda, kusjuures esines ka superkompensatsioon, mille kohaselt taastus veesisaldus üle algse määra. Kui rakendati jõudu, mille korral pikenes fastsia 6%, oli nähtav kiirem ning suuremamahulisem veesisalduse taastumine. Schleip et al. (2012a) järeldasid, et fastsia venitamise järgne jääkuse tõus sõltub koe veesisaldusest, mitte kontraktilsete rakkude vastusest. Fastsia veesisalduse vähenemine koheselt peale venituse, või MFR-i, võib seega esile kutsuda lühiajalise fastsiakoe jääkuse languse, mis taastub tagasi venituseelsesse seis. (Schleip et al., 2012a)

Antud peatükis andis autor lühikese ülevaate fastsiast ja fastsiaalsest süsteemist, selle ehitusest, omadustest, samuti ka düsfunktsioonidest ja nende tekkepõhjustest. Lühiülevaade sai antud ka ühest fastsiakoe düsfunktsioonide hindamise ja ravimise meetodist, MFR-ist, ning selle võimalikest toimemehhanismidest. Käesoleva töö autor arvates on siiani käsitletud teemadega seotud teaduskirjandus veel ilmumas ning näiteks fastsia ja fastsiaalse süsteemi düsfunktsioonide tekkepõhjuste ja MFR-i teaduspõhisuse osas puudub eri autorite vahel konsensus. Järgnevas peatükis antakse lühiülevaade fastsiaalsete düsfunktsioonide ühest ravimeetodist, iseenese müofastsiaalsest vabastamisest kasutades vahtrulli, ning selle efektiivsusest mõjutada lihaselastsust ja liigesliikuvust ning ka selle võimalikest toimemehhanismidest.

2. ISEENESE MÜOFASTSIAALNE VABASTAMINE KASUTADES VAHTRULLI

Iseenese müofastsiaalne vabastamine (edaspidi SMFR – inglise keeles *self-myofascial release*) on meetod, kus indiviid avaldab iseenda pehmetele kudedele kompressiooni kasutades erinevaid vahendeid, püüdes elimineerida düsfunktsioone lihas- ja sidekoes (Krause et al., 2017). Seda tehnikat võrreldakse MFR-iga ning see töötab väidetvalt samadel põhimõtetel, kui müofastsiaalne vabastamine (Behara & Jacobson, 2017; Krause et al., 2017). Erinevus seisneb selles, et kui MFR-il mõjutab terapeut vajalikele piirkondadele rõhku asetades pehmet kudet, siis SMFR-il kasutab indiviid kudedele survet avaldamiseks iseenda keharaskust või jõudu. (Behara & Jacobson, 2017; MacDonald et al., 2013).

SMFR-iks kasutatakse mitmeid vahendeid, nagu näiteks vahtrull (edaspidi FR – inglise keeles *foam roll*), massaažirull, massaažipallid ning erinevat spordivarustust (näiteks tennise- ja golfipallid) (Kalichman & Ben David, 2017). Kuigi SMFR-i efektiivsust hindav kirjandus on siiani ilmunas ning on vähe empiirilisi tõendeid toetamaks selle kasutamise tõenduspõhisust (MacDonald et al., 2013), siis on taoline tehnika üha laialdasemalt saanud osaks erineval tasemel sportlaste ning harrastajate treeningust (Behara & Jacobson, 2017). Kuna suur osa SMFR-i mõjusid hindavast kirjandusest on kasutanud uuringutes FR-i, siis põhineb käesolev töö kirjandusel, kus on kasutatud just seda vahendit.

FR on SMFR-iks kõige levinum vahend, mille populaarsus on kasvanud viimase aastakümne jooksul, olles odav ning kättesaadav manuaalse teraapia vahend treeninguks ettevalmistuseks ja sellest taastumiseks, suurendades liigesliikuvust ja optimeerides lihasfunktsiooni (Abels, 2013; MacDonald et al., 2013). Selle populaarsus seisneb ka selles, et SMFR kasutades FR-i vajab minimaalset juhendamist professionaali poolt (Bushell et al., 2015; Cheatham et al., 2017).

SMFR-il kasutades FR-i asetatakse vahtplastist valmistatud silindrikujuline toru tasapinnale ja rullitakse oma keharaskust kasutades vajalikku piirkonda, avaldades kudede survet (Behara & Jacobson, 2017; MacDonald et al., 2013). Vahetades SMFR-il kasutatavaid kehaasendeid, saab indiviid isoleerida spetsiifilisi mõjutamist vajavaid piirkondi ning tegeleda pehmes koes tekkinud liidetega ja tõusnud fastsiaalse koe jäikusega (Curran et al., 2008). Tulenevalt FR-i mõõtmetest, saab sellega töödelda vaid suuri lihasgruppe ning piirkondi (Kalichman & Ben David, 2017). Käesolevas töös refereeritud kirjanduses on SMFR-i poolt mõjutatud piirkonnad reie anterioorne (Behara & Jacobson, 2017; Bushell et al., 2015;

MacDonald et al., 2013; Murray et al., 2016), posterioorne (Behara & Jacobson, 2017; Mohr et al., 2014) ja lateraalne (Curran et al., 2008; Sharp, 2012) pind, tuhar (Behara & Jacobson, 2017), sääre posterioorne pind (Behara & Jacobson, 2017; Kelly & Beardsley, 2016), selg (Healey et al., 2014).

Praegused uuringute tulemused kinnitavad, et SMFR võib avaldada akuutset mõju puusa-, põlve- ja hüppeliigese liigesliikuvusele, kusjuures mõjudes neutraalselt lihaste jõunäitajatele, mistõttu võiks seda eelistada üldlevinud liigesliikuvuse suurendamise meetodile, staatiliste venitusharjutuste sooritamisele (edaspidi SS – inglise keeles *static stretching*) (Kalichman & Ben David, 2017; Krause et al., 2017). Simic et al. (2013) uurisid oma 104-l uuringul põhineval meta-analüüsis SS-i mõju lihasfunktsioonile. Leiti, et treeningueelne SS põhjustab akuutset ning märkimisväärselt olulist negatiivset mõju lihaste maksimaal- ja plahvatuslikule jõule, sõltumata uuritavate soost, vanusest ja treenituse astmest. SS-i mõju lihasvõimsusele ei ole teada. Samuti korreleerub SS-i pikkus jõunäitajate vähenemise määraga (mida lühem on venitus, seda vähemal määral on negatiivselt mõjutatud lihase jõunäitajad) ning SS mõjutab enam sellele järgneva isomeetrilises lihasrežiimis sooritatud töö tulemust ja vähem dünaamilises lihasrežiimis sooritatud töö tulemust. Antud meta-analüüsi tulemused näitavad selgelt, et SS-i sooritamine soojenduse osana ei ole soovitatav. (Simic et al., 2013)

Sharp (2012) võrdles SMFR-i Emmet'i tehnikaga, MFR-i liigiga, ja nende tehnikate efektiivsust iliotibiaaltrakti liidete vabastamisel. Emmet'i tehnika korral avaldatati samaaegselt müofastsiaalsele punktile (iliotibiaaltrakti prosimaalses ja distaalses osas) 10-20 sekundi jooksul 3 korda konstantset survet, iga korra vahel 5-10 sekundit pausi; selle järgselt rakendati ühekordne kerge, „pühkiv“ liigutus üle vastmõjutatud punktide. Uuringus osales 15 asümptomaatilist meessoost sportlast (keskmine vanus $25,2 \pm 2,7$ aastat), kes jagati võrdselt kolme gruppi: KR, kus uuritavad istusid passiivselt; SMFR-i gruppi, kus sekkumine kestis 5 minutit; Emmet'i tehnika gruppi, kus sekkumine kestis samuti 5 minutit. Uuringutulemustest selgus, et puusaliigese adduktsioonsuunaline aktiivne liigesliikuvus (edaspidi AROM – inglise keeles *active range of motion*) paranes võrreldes KR-i uuritavatega mõlema tehnika puhul märkimisväärselt, kuid Emmet'i tehnika kutsus esile suuremamahulisemad muutused (SMFR grupi uuritavate puhul 2%, Emmet'i tehnika puhul 70%). Sharp (2012) pakkus välja, et kuigi MFR-i kasutamisel oli suurem mõju AROM-i ulatusle, on FR-i kasutamine endiselt kasutajale kasulik AROM-i mõjutamise vahend selle kättesaadavuse tõttu. (Sharp, 2012)

2.1 Iseenese müofastsiaalse vabastamise toimemehhanismid

Tänapäevani ei ole SMFR-i mõju veel piisavalt uuritud (Healey et al., 2014). MacDonald et al. (2013) pakkusid välja, et SMFR-i mõju kasutades FR-i avaldub tänu suurele mehhaanilisele survele, mida keharaskusega rullides kudedeale avaldatakse. SMFR avaldab kudedeale otsest- ja tõmbesurvet, venitades pehmet kudet ning tekitades fastsia eri kihtide vahel hõõrdumist, mis teoreetiliselt peaks lõhkuma tekkinud liiteid. Kuna varasemalt on omistatud fastsiale on tiksotroopsed omadused, siis mehhaanilise surve või temperatuuri mõjul muutub hüpoteetiliselt fastsia olek enam geeli-laadseks, mistõttu muutub see rohkem mõjutatavaks, selgitades lihaseelastsuse suurenemist vahtrullimise korral. (MacDonald et al., 2013)

SMFR-i ajal pehmete kudedeale avaldatav surve ei pruugi olla piisav, et kutsuda esile füsioloogilisi muutusi (Abels, 2013). Threlkeld (1992) väitis, et fastsiale avaldatakse pikaajalisemat mõju, kui manuaalselt muudetakse selle pikkust kuni 3% ning vajalik jõu suurus muutuse esilekutsumiseks jäi vahemikku 24-115 kg. Sellest tulenevalt võivad SMFR-i mõjul toimuda koes vaid ajutised muutused, sest fastsiale rakendatud jõu suurus ning vajalik koe pikkuse muutus ei ole piisav pikaajaliste muutuste esilekutsumiseks. (Threlkeld, 1992) Käesolevas töös käsitletud kirjanduses on vähesed autorid arvuliselt mõõtnud koele avaldatud surve suurust SMFR-i rakendades. Murray et al. (2016) uuringus oli SMFR-i teostades kantud keskmiselt 50% uuritavate keharaskusest, keskmiselt 27,2 kg, FR-ile, jäädes küll Threlkeld (1992) välja pakutud vahemikku, kuid kudedeale rakendatud jõu suurus võib püsivamate mõjude esile kutsumiseks olla siiski liialt väike, sest uuringutulemustest selgus, et SMFR ei omanud märkimisväärselt olulist erinevust lihase elastsete, kontraktiilsete omaduste ega temperatuuri muutmisel.

Mohr et al. (2014) hüpoteesiserisid, et vahtrullimise positiivne mõju võib avalduda mehhaanilise hõõrdumise tõttu tekkivast koe temperatuuri tõusust ja verevoolu suurenemisest, muutes koe tiksotroopseid omadusi. Uuringus uuriti SMFR-i, SS-i ja nende kombineerimise (edaspidi SMFR + SS) pikaajalist mõju puusaliigese fleksioonsuunalisele PROM-le. Uuringus osales 40 sportlast, kes jagati juhuslikkuse alusel nelja gruppi: SMFR (10 uuritavat, keskmine vanus $21 \pm 2,21$ aastat), SS (10 uuritavat, keskmine vanus $22 \pm 3,80$ aastat), SMFR + SS (10 uuritavat, keskmine vanus $21,20 \pm 2,44$ aastat), KR (10 uuritavat, keskmine vanus $20,80 \pm 2,70$ aastat). Sekkumine toimus 6 sessiooni jooksul, mille vahel oli vähemalt 48 tundi ning iga testsessioon koosnes baasmõõtmisest, sekkumisest ning kohesest tulemuste mõõtmisest, KR-i uuritavatele sekkumist ei toimunud. SS-i rühma uuritavatele rakendati domineeriva jäsme reie posterioorsele osale kolm 1-minutilist pikkusega passiivset venitust, iga venituse vaheline paus

oli 30 sekundit. SMFR rühma uuritavad sooritasid reie posterioorsele osale kolm 1-minutilist seeriat FR-iga, seeriade vahel puhkus 30 sekundit. SMFR + SS rühma uuritavad sooritasid mõlemat sekkumist, nagu kirjeldatud eraldi SMFR ja SS rühma puhul. Selgus, et SMFR + SS suurendas puusaliigese fleksioonsuunalise PROM-i märkimisväärselt rohkem ($23,55^\circ \pm 4,21^\circ$), kui SMFR ($6,88^\circ \pm 3,97^\circ$) või SS ($12,26^\circ \pm 4,21^\circ$) eraldi, märkimisväärselt erinevust ei esinenud SMFR, SS ja KR ($3,74^\circ \pm 1,81^\circ$) tulemuste vahel. Uuringu autorid järeldasid uuringutulemustest, et SMFR sooritatuna enne SS-i võis toimida kui soojendus, valmistades lihast ning fastsiat ette temperatuuri tõstmise teel. (Mohr et al., 2014) Murray et. al (2016) seadsid selle hüpoteesi kahtluse alla, uurides ühekordse SMFR-i mõju lisaks lihasevastusele ja lihase kontraktilsetele omadustele ka koes toimuvatele temperatuurimuutustele.

Murray et al. (2016) uuringus hinnati 12 meessoost tervel uuritaval (keskmine vanus $14,2 \pm 1,4$ aastat) 60-sekundi pikkuse SMFR-i mõju *m. quadriceps* ja puusaliigese painutajate elastsusele, lihase kontraktilsetele omadustele ja temperatuuri muutustele koes. Enne sekkumist mõõdeti põlveliigese painutussuunaline ja puusaliigese sirutussuunaline PROM, vastavate lihaste temperatuuri hinnati termograafia teel ning lihase kontraktilseid omadusi tensomiograafia teel. Algmõõtmisele järgnes kahel eri testsessioonil kas SMFR või passiivne lamamine, kusjuures jäse, millele rakendati SMFR-i määrati suvalisuse alusel ning kontralateraalne jäse käitus kui lisatud kontroll sekkumise efektiivsusele. Uuringus oli SMFR-i rakendamise sagedus metronoomi abiga ette määratud (2 sekundit algpunktist algpunkti jõudmiseks ehk 60 lööki minutis). Sekkumise või passiivse lamamise järgselt toimus sekkumist hindav mõõtmine koheselt ning 5., 10., 15. ja 30. minutil järelmõõtmised. Uuringutulemustest selgus, et SMFR ei omanud märkimisväärselt olulist erinevust lihase elastsete, kontraktilsete omaduste ega temperatuuri muutmisel. Lihase temperatuur jäsemel, millele ei rakendatud SMFR-i, oli küll keskmiselt $0,17^\circ\text{C}$ jahedam lihasest, millele rakendati SMFR-i, kuid see ei oma statistilist olulisust. (Murray et al., 2016)

Käesoleva töö autori arvates võib SMFR-i rakendamise sagedus suuresti mõjutada meetodi efektiivsust koe temperatuuri tõstmisel ning Mohr et. al (2014) poolt välja pakutud mehhanismi avaldumiseks (lihase ja fastsia ette valmistamine temperatuuri tõstmise teel) võib hüpoteetiliselt olla vajalik suurem rullimise sagedus, kui kasutatud Murray et al. (2016) uuringus. Murray et al. (2016) uuringus oli SMFR-i rakendamise kestus küllaltki lühike (60 sekundit), samuti oli SMFR-i rakendamise sagedus madal, mis võib koe temperatuuri tõstmiseks olla ebapiisav.

Kelly ja Beardsley (2016) pakkusid välja, et SMFR mõjub parasümpaatilisele närvisüsteemile läbi mehhanoretseptorite stimuleerimisele, sealjuures avaldades organismile üleüldist mõju. Selle hüpoteesi toetamiseks uuriti SMFR-i mõju ipsi- ja kontralateraalse hüppeliigese dorsaalfleksioonsuunalise AROM-ulatuse muutumisele. Uuringus osales 26 ülikooliealist tervet uuritavat (16 meest ja 10 naist), kes jaotati võrdselt ning suvalisuse alusel UR-i (8 meest ja 5 naist, keskmine vanus $24,8 \pm 2$ aastat) ja KR-i (8 meest ja 5 naist, keskmine vanus $24,4 \pm 1,7$ aastat) vahel. Mõlema rühma uuritavad teostasid soojenduseks 10 päkaletõusu, millele koheselt järgnes mõlema jala hüppeliigese dorsaalfleksioonsuunalise AROM-ulatuse mõõtmine. Antud uuringus kasutati hüppeliigese dorsaalfleksioonsuunalise AROM-ulatuse mõõtmiseks põlv vastu seina testi (inglise keeles *knee-to-wall-test*). Algmõõtmise järgselt jäid KR-i uuritavad kaheks minutiks pikka istumisasendisse, samal ajal teostasid UR-i uuritavad domineeriva jala sääre posterioorsele osale kolm seeriat SMFR-i kestusega 30 sekundit, seeriate vahel paus 10 sekundit. (Kelly & Beardsley, 2016)

Hüppeliigese dorsaalfleksioonsuunalist AROM-i mõõdeti bilateraalselt kohe peale KR-i puhkust ja UR-i sekkumist ning 5., 10., 15. ja 20. minutil sekkumise järgselt, mõõtmist alustati domineerivast jalast. UR-i uuritavate seas mõõdeti märkimisväärne dominantse jala hüppeliigese dorsaalfleksioonsuunalise AROM-i suurenemine kohe peale sekkumist (8,79% muutus võrreldes algmõõtmisega) ning selle säilimine 5. (8,79% muutus võrreldes algmõõtmisega), 10. (7,89% muutus võrreldes algmõõtmisega), 15. (5,6% muutus võrreldes algmõõtmisega) ja 20. (3,94% muutus võrreldes algmõõtmisega) minutil peale sekkumist; mittedominantse jala hüppeliigese dorsaalfleksioonsuunalise AROM-i märkimisväärne suurenemine täheldati kohe sekkumise järgselt (5,55% muutus võrreldes algmõõtmisega) ning selle säilimine 5. (3,4% muutus võrreldes algmõõtmisega) ja 10. (1,97% muutus võrreldes algmõõtmisega) minutil sekkumisejärgselt. Antud uuringutulemused näitavad, et vahtrullimise mõju laieneb ka kontralateraalsele jäsemele, kuid selle fenomeni toimemehhanismid ei ole teada. Antud uuringu autorite arvates olid muutused UR-i siseselt statistiliselt küll olulised, kuid normipärase hüppeliigese AROM-iga indiviididele pole kliinises keskkonnas nii väikesed muutused nii ipsi- kui ka kontralateraalse jala AROM-is piisavalt märkimisväärsed. Küll aga võib antud uuringu tulemustest olla kasu rehabilitatsiooniolukorras, kus ka väiksemad muutused AROM-is omavad suurt olulisust patsiendi funktsiooni parandamisel ja elukvaliteedi tõstmisel. (Kelly & Beardsley, 2016)

Healey et al. (2014) pakkusid välja alternatiivse teooria SMFR-i kasu avaldumise kohta. FR-i mõju võib avalduda ka potentsiaalselt üle keha toimiva soojendus-efekti kaudu, sest

SMFR-iks vajalik asend sarnaneb toenglamangu-laadse isomeetrilise asendiga, kus indiviid peab osa oma keharaskusest üleval hoidma ülajäsemetel. Toenglamang – isomeetriline asend, mida tavapäraselt kasutatakse kehatüvelihaste tugevdamiseks – on sarnane SMFR-iga, sest FR-i kasutamiseks on vajalikud sarnased isomeetrilised asendid. Uuringus osales 26 tervet uuritavat (13 meest ja 13 naist, keskmine vanus $21,56 \pm 2,04$), kes kahel testsessioonil sooritasid suvalisuse alusel kas toenglamangut või SMFR-i, millele eelnes dünaamiline soojendus. Uuringutulemustest selgus, et kokku 180 sekundit SMFR-i alajäsemete eri lihasgruppidel (reie anterioorsel, lateraalsel ja posterioorsel osal, sääre posterioorsel osal) ja seljal (*m. latissimus dorsi* ja *m. rhomboideus*) võrrelduna sama kestusega eri toenglamangu asendites olemisega ei mõjutanud sportlikku saavutusvõimet, teoreetiliselt seetõttu, et sellel ei ole füsioloogilist mõju muskulatuurile. Küll aga oli märkimisväärselt madalam SMFR-i grupi uuritavate väsimuse aste. SMFR-i võib võrrelda massaažiga, sest see võib indiviidile pakkuda lõõgastumisvõimalust ning tõsta tuju, seega psühholoogiliselt luua illusiooni tõusnud sportlikust saavutusvõimest. Vahtrullimine võib mõjutada indiviidide saavutusvõimet läbi psühholoogilise platseeboefekti. (Healey et al., 2014)

FR-i kasutamise kogemus või selle puudumine võib märkimisväärselt mõjutada SMFR-i mõju liigesliikuvusele, seega võivad vahtrulli esmakordsed kasutajad ebamugavustunde vältimiseks vähendada FR-ile langeva raskuse suurusjärku (Škarabot et al., 2015). Curran et al. (2008) pakkus välja, et rohkem mõjutab SMFR-i tulemuslikkust kasutatav tehnika, kui FR-i disain ja materjal.

Selle hüpoteesi seavad kahtluse alla Cheatham et al. (2017) uuringutulemused, kus võrreldi video vaatamise teel õpitud, reaajas juhendatud ja iseseisvalt õpitud SMFR-i mõju põlveliigese painutussuunalise PROMi suurendamisele ja valulävele. Uuritavad olid 45 tervet täiskasvanut (28 naist, 17 meest, keskmine vanus $26 \pm 6,5$ aastat), kes jaotati suvaliselt kahte UR-i, iseseisvalt SMFR-i õppivad uuritavad olid antud uuringus osa KR-st. Uuringus kasutati FR-na jäika plastmassist silindrit, mis oli kaetud tiheda vahtplastist materjaliga. Kõikides rühmades teostati algmõõtmised, millele järgnes erinev instruktiaž ja sekkumine vasaku reie anterioorsele pinnale, kohene sekkumise järgne tulemuste mõõtmine. UR-is, kus uuritavad õppisid SMFR-i õiget tehnikat video teel, vaadati lühikest instruktiivset videot SMFR-ist ning UR-is, kus uuritavaid juhendati reaajas, oli juhendaja poolt räägitud tekst identne videos kuulduga. KR-le näidati ette vaid reie anterioorse pinna SMFR-iks vajalik kehaasend. Uuringu tulemustest selgus, et kolme rühma põlveliigese painutussuunaline PROM-ulatus suurenes märkimisväärselt (umbes 5°), samuti suurenes ka valulävi, kusjuures ei leitud erinevusi eri

gruppide vahel. Cheatam et al. (2017) järeldasid, et SMFR-i mõju ei olene juhendamise tüübist, vaid füüsilisest keharaskuse abil kudede avaldatavast jõust. (Cheatham et al., 2017).

2.3 Vahtrulli disaini mõju liigesliikuvuse suurendamise efektiivsusele

Kasutatakse väga erineva suurusega ning eri materjalidest valmistatud FR-e (Kalichman & Ben David, 2017). FR-i materjali ja disaini valik võib mõjutada vahtrullimise tulemuslikkust (Behara & Jacobson, 2017; Curran et al., 2008). Käesoleva töö autor arvab, et kui fastsiale pikemaajalisema mõju avaldamiseks on manuaalset tehnikat rakendades vaja kasutada jõudu, mis jääb vahemikku 24-115 kg (Threlkeld, 1992), siis SMFR-i rakendades mängib olulist rolli FR-i materjal.

Curran et al. (2008) eeldasid, et kasutades väikese tihedusega ja kergesti deformeeruvat FR-i, väheneb kudede avaldatava surve suurus ning seega on SMFR-i poolt mõjutatud vaid pindmised koed. Uuringus võrreldi ühtset, väikese tihedusega ja kergesti deformeeruvat polüstereenist valmistatud FR-i ja raskestideformeeruvat, polüvinüülkloriidist valmistatud õõnsat silindrit, mis oli kaetud õhukese neopreenist kihiga. Uuritavaid oli 10 (5 meest ja 5 naist, keskmine vanus $20,8 \pm 1,1$ aastat), kes ühekordse sekkumise käigus rakendasid SMFR-i reie lateraalsele osale 3 korda 30 sekundit. Selgus, et raskemini deformeeruv FR avaldas koele märkimisväärselt suuremat survet, samuti oli kontaktala suurus väiksem, isoleerides vajalikku piirkonda suuremal määral. Pehme koe sügavam töötlus võib aidata kaasa koe üldisele paranemisprotsessile ning venitatavusele, kui seda rakendatakse õigel ajahetkel. (Curran et al., 2008) Väga suur enamus antud töös käsitletud uuringutest, näiteks Cheatam et al. (2017), Healey et al. (2013), Murray et al. (2016), Škarabot et al. (2015), MacDonald et al. (2013) on kasutanud Curran et al. (2008) poolt soovitatud suurema tihedusega FR-i.

Väga suur osa kirjanduses kasutatud FR-idest on siledapinnalised ning vähe on uuritud reljeefse vahtrulli mõju pehmele koele. Behara ja Jacobson (2017) hüpoteesiserisid, et FR, mille pinnal on 10 cm kõrgused asümmeetrilised ja poolpainduvad mügarikud, suudab mõjutada sügavamalasuvaid kudesid, kui siledapinnaline vahtrull. Kuna kõnealusel FR-il on väljaulatuvad osad, on kontaktala suurus kehapinnaga väiksem, kui mittereljeefsel FR-il. Uuringus osales 14 treenitud meest vanuses 18-24, kes jagati peale 5-minutilist soojendust veloergomeetril, millele järgnes algmõõtmine, suvaliselt kahte rühma: SMFR-i ja dünaamiliste venitusharjutuste (edaspidi DS – inglise keeles *dynamic stretching*) gruppi, lisaks oli uuringus ka KR, kes olid sekkumise aja inaktiivsed. SMFR teostas bilateraalselt reie anterioorsele ja posterioorsele osale, tuharale ning sääre posterioorsele osale SMFR-i, igale piirkonnale

kestusega 1 minut, kokku võttis sekkumine aega 8 minutit. DS rühm teostas samadele lihasgruppidele aeglaselt ja kontrollitult DS-i, igale piirkonnale kestusega 1 minut, kokku võttis sekkumine aega 8 minutit. Kohe sekkumise järgselt mõõdeti puusaliigese fleksioonsuunaline PROM. Iga rühma erinevate sekkumiste vahele oli jäetud 1 nädal. Uuringu tulemustest selgus, et nii DS kui ka SMFR rühma tulemused olid märkimisväärselt kõrgemad algmõõtmiste tulemustest, vahtrullimise rühma puusaliigese fleksioonsuunaline PROM suurenes 15,6% ning dünaamilise venitusharjutuste rühma PROM suurenes 19,9%. Uuringu tulemused korreleerusid nende uuringute tulemustega, mis kasutasid siledapinnalist FR-i, suurendades liigesliikuvust ning mõjudes neutraalselt lihase jõunäitajatele. (Behara & Jacobson, 2017)

Käesoleva töö autori arvates ei saa Behara ja Jacobsoni (2017) uuringu põhjal väita, et reljeefse pinnaga FR on efektiivsem Curran et al. (2008) uuringus kasutatud suurema tihedusega siledapinnalisest FR-ist, sest Behara ja Jacobsoni (2017) uuringus võrreldi reljeefse pinnaga FR-i dünaamilise venitusharjutuste sooritamisega, mitte klassikalise siledapinnalise FR-iga.

2.4 Vahtrullimise mõju liigeliikuvusele

Kuna SMFR liigesliikuvuse suurendamise eesmärgil ei ole näidatud lihasfunktsiooni langust (Behara & Jacobson, 2017; MacDonald et al., 2013), siis võivad liigeliikuvuse parandamiseks kõige traditsioonilisema meetodi, SS-i, ja SMFR-i lokaalsed mõjud olla erinevad (Krause et al., 2017).

MacDonald et al. (2013) kirjeldasid vahtrullimise akuutset mõju põlveliigese painutussuunalisele PROM-ile ja *m. quadriceps femoris* funktsioonile. Uuritavad olid 11 meessoost tervet isikut (keskmine vanus $22,3 \pm 3,8$ aastat), kelle põlveliigese painutussuunaline PROM ja *m. quadriceps femoris*'e jõunäitajate mõõtmine toimus sekkumise-eelselt, kohe sekkumise järgselt ning järelmõõtmisena 2. ja 10. minutil kahel eri testsessioonil: SMFR-sekkumise järgselt ning inaktiivse istumise järgselt. Alghindamisele eelnes 5-minutilise soojendus veloergomeetril. SMFR sekkumine seisnes põlveliigese anterioorse osa vahtrullimises kestusega 1 minut, mida sooritati kaks korda, puhkuse kestus oli seeriate vahel 1 minut. Uuringutulemustest selgus, et SMFR mõjus lihasfunktsioonile neutraalselt ning esines statistiliselt oluline muutus põlveliigese fleksioonsuunalise PROM-i mõõtmistulemuses võrreldes alghindamisega ning ka selle püsimine: kaks ja 10 minutit peale sekkumist oli nähtav märkimisväärne põlve fleksioonsuunalise PROM-i kasv võrreldes alghindamisega (vastavalt $10,6 \pm 6,7^\circ$ ja $12,7\%$ ning $8,8 \pm 5,5^\circ$ ja $10,3\%$). MacDonald et al. (2013) järeldasid

uuringutulemustest, et SMFR on sobiv lisand lihaselastsuse suurendamiseks treening- ning võistluseelsesse ettevalmistusse. (MacDonald et al., 2013)

Mohr et al. (2014) uurisid SMFR, SS ja nende kombineerimise pikaajalist mõju puusaliigese fleksioonsuunalisele PROM-ile, uuringu detailsem kirjeldus on alapeatükis 2.1: iseenese müofastsiaalse vabastamise toimetehhanismid. Selgus, et SMFR + SS suurendas puusaliigese fleksioonsuunalise PROM-i märkimisväärselt rohkem ($23,55^{\circ} \pm 4,21^{\circ}$), kui SMFR ($6,88^{\circ} \pm 3,97^{\circ}$) või SS ($12,26^{\circ} \pm 4,21^{\circ}$) eraldi, märkimisväärselt erinevust ei esinenud SMFR, SS ja KR ($3,74^{\circ} \pm 1,81^{\circ}$) tulemuste vahel. (Mohr et al., 2014)

Škarabot et al. (2015) uurisid SS, SMFR ja SMFR + SS mõju hüppeliigese dorsaalfleksioonsuunalisele PROM-ile. 11 uuritavat (5 naist ja 6 meest, keskmine vanus $15,3 \pm 1$ aastat) osales kolmel eri testsessioonil, mille vahe oli vähemalt 24 tundi, sekkumiste järjekord oli randomiseeritud. Sekkumisele ei eelnenud soojendust, iga testsessioon algas hüppeliigese dorsaalfleksioonsuunalise PROM-i algmõõtmisega, millele järgnes sekkumine ning järelmõõtmised kohe sekkumise järgselt, 10, 15 ja 20 minuti möödudes. Antud uuringus kasutati hüppeliigese dorsaalfleksioonsuunalise AROM ulatuse mõõtmiseks põlv vastu seina testi (inglise keeles *knee-to-wall-test*). SS-i rühm teostas kolm 30-sekundi pikkust venitust plantaarfleksoritele, seeriade vahel oli 15-sekundiline paus. SMFR-i rühm sooritas sama kestusega ning sama arvu kordusi SMFR-i sääre posterioorsele osale kasutades plastmassist silindrit, mis oli kaetud tiheda vahtplastiga. SMFR + SS rühm sooritas SMFR enne SS. Sarnaselt Mohr et al. (2014) uuringule oli antud uuringu põhjal kõige efektiivsemaks sekkumiseks SMFR + SS, kus kohe sekkumise järgselt mõõdetuna paranes põlv vastu seina testi tulemus $1,3 \pm 0,65$ cm võrra (muutus võrreldes algmõõtmisega 9,1%), statistiliselt oluline erinevus esines ka SS-i rühma samade mõõtmiste vahel (muutus võrreldes algmõõtmisega 6,2%). Ühelgi teisel ajahetkel ei esinenud märkimisväärselt olulisi muutusi kolme rühma mõõtmistulemuste vahel, samuti ei olnud märkimisväärselt muutust SMFR-i rühma uuritavate tulemuste vahel. (Škarabot et al., 2015)

Mohr et al. (2014) hüpoteetiseerisid, et SMFR-i positiivne mõju SS sooritamise eelselt PROM-ile võis tuleneda verevoolu suurenemisest ja temperatuuri tõusust koes tänu mehhaanilisele hõõrdumisele, samuti ka lihase ja fastsia tiksootroopsete omaduste muutustest tulenevale viskoelastsuse tõusule, seega koe väiksemale vastupanule venitusel. Kui Škarabot et al. (2015) uuringus puudus SMFR rühma sekkumise järgse ja algmõõtmise mõõtmistulemuste vahel märkimisväärne erinevus, siis Mohr et al. (2014) uuringust selgus ka

SMFR rühma puhul märkimisväärne mõõtmistulemust erinevus. Käesoleva töö autori arvates võib see tuleneda asjaolust, et Mohr et al. (2014) kasutas uuringus kaks korda pikemat SMFR-i kestust (3x1 minut võrrelduna 3x30 sekundit). Škarabot et. al (2015) uuringutulemustest selgus, et puudus märkimisväärne erinevus SS rühma tulemuste ja SMFR + SS tulemuste vahel, millest autorid järeldasid, et kombineerides neid kahte meetodit ja vähendades SS sooritamise pikkuse osakaalu kombinatsioonis võrreldes FR-i kestusega, on võimalik saavutada suurenenud liigesliikuvusulatus väiksemate SS-iga kaasnevate kadudega lihaskontrollis. Mohr et al. (2014) uuringus olid aga SMFR + SS rühma tulemused märkimisväärselt paremad eraldi SS ja SMFR sekkumise tulemustest. Käesoleva töö autori arvates võib see tuleneda asjaolust, et Mohr et al. (2014) uuringus oli kasutatud SMFR + SS rühma sekkumise puhul pikemat SMFR-i osa kombinatsioonis, kui Škarabot et al. (2015) uuringus, seega mõjutades suuremal määral PROM ulatust.

Su et al. (2016) võrdlesid SS-i, DS-i ja SMFR-i mõjusid soojenduse osana *m. quadriceps femoris* ja *hamstring*-grupi lihaste elastsusele ja jõule. Uuringus osales 30 tervet uuritavat (15 meest ja 15 naist, keskmine vanus $21,43 \pm 1,48$ aastat), kõik testsessioonid algasid soojenduse (5 minutit veloergomeetril) ja algmõõtmistega (mõõdeti *m. quadriceps femoris*'e ja *hamstring*-lihaste elastsust vastavalt modifitseeritud Thomas'e ja istepainutuse (inglise keeles *sit-and-reach*) testiga, samade lihaste isokineetilist jõudu), millele järgnes veelkord 5-minutiline soojendus veloergomeetril. Kolmel eri testsessioonil sooritasid bilateraalselt suvalisuse alusel uuritavad kas SMFR-i, DS-i või SS-i. SMFR-i sekkumine koosnes kolmest korrast tihedal FR-il eraldi reie anterioorse ja posterioorse pinna rullimisest kestusega 30 sekundit, mille jooksul uuritavad rullisid FR-il piirkondi kaks korda edasi-tagasi. SS sekkumine koosnes mõlemale piirkonnale kolmest 30-sekundilisest venitusest; DS sekkumine 15-st aeglasest dünaamilisest liigutusest vahelduvatele jalgadele mõlemale piirkonnale 1 minuti jooksul, mida korrati 3 korda. (Su et al., 2016)

Tulemustest selgus, et modifitseeritud Thomas'e testi tulemused paranesid kõigi kolme sekkumise puhul võrreldes algmõõtmisega märkimisväärselt, kusjuures SMFR-i tulemused paranesid võrrelduna SS ja DS-i tulemustega märkimisväärselt suuremal määral. Istepainutuse testi tulemused paranesid samuti märkimisväärselt kõigi sekkumiste korral ning SMFR-i sekkumise tagajärjel paranes tulemus märkimisväärselt rohkem, kui SS ja DS sekkumiste korral. Uuritavate põlveliigese sirutussuunalise jõu suurus paranes märkimisväärselt võrreldes algmõõtmisega SMFR-i ja DS sekkumise järgselt, kuid mitte SS sekkumise järgselt. (Su et al., 2016)

Behara ja Jakobson (2017) võrdlesid SMFR-i ja DS-i mõju puusaliigese fleksioonsuunalisele PROM-ile, uuringu detailsem kirjeldus on alapeatükis 2.3; vahtrulli disaini mõju liigesliikuvuse suurendamise efektiivsusele. Uuringutulemustest selgus, et nii DS kui ka SMFR rühma tulemused olid märkimisväärselt kõrgemad algmõõtmiste tulemustest, SMFR rühma puusaliigese fleksioonsuunaline PROM suurenes 15,6% ning DS rühma PROM suurenes 19,9%. Lisaks PROM-ile mõõdeti antud uuringus ka SMFR-i ja DS-i mõjusid lihase funktsioonile ning selgus, et DS ja SMFR rühma jõunäitajad ei muutunud kummagi sekkumise järgselt märkimisväärselt, kusjuures SMFR järgselt paranes vertikaalse hüppe tulemus 2,1% võrrelduna DS järgse 0,8% muutusega. (Behara & Jacobson, 2017)

Škarabot et al. (2015) ja Mohr et al. (2014) täheldasid SS-i suuremat mõju liigesliikuvuse mõjutamisele võrreldes SMFR-iga ning et SMFR kombineerituna SS-iga suurendas liigesliikuvust suuremal määral, kui SMFR või SS sooritamine eraldi. Käesoleva töö autor on arvamisel, et SS-i negatiivsed mõjud lihasefunktsioonile kaaluvad üle SMFR-i väiksema efektiivsuse liigesliikuvuse suurendamisel. Su et al. (2016) uuringutulemused räägivad vastupidist: SMFR-sekkumine parandas märkimisväärselt enam liigesliikuvusulatust, kui SS ning DS. Samuti said Behara ja Jakobson (2017) võrreldes Su et al. (2016) uuringuga teised tulemused: kuigi DS ja SMFR parandasid märkimisväärselt liigesliikuvust, siis efektiivsem oli nendest kahest DS (19,9% paranemine algtulemusega DS-i järgselt võrreldes 15,6% muutusega SMFR-i järgselt). Võimalik erinevus Su et al. (2016) ning Behara ja Jakobsoni (2017) uuringu vahel võis tuleneda sellest, et Su et al. (2016) uuringus oli kasutatud hamstring lihasegrupi elastsust istes ettepainutuse testi abi (inglise keeles *sit and reach*), mis hindab ka lülisamba nimmeosa AROM-i ulatust. Toetudes müofastsiaalsete ahelate teooriale (Wilke et al., 2016a) ning teooriale, et SMFR-i mõju avaldub suuremal määral lihase-fastsia koosluse fastsiaalsele komponendile.

Kelly et al. (2016) uurisid ühel jäsemel rakendatud SMFR-i mõju kontralateraalse hüppeliigese dorsaalfleksioonsuunalise AROM ulatuse muutumisele, uuringu detailsem kirjeldus alapeatükis 2.1: iseenese müofastsiaalse vabastamise toimetehhanismid. Uuringugrupi uuritavate seas mõõdeti märkimisväärne dominantse jala hüppeliigese dorsaalfleksioonsuunalise AROM-i suurenemine kohe peale sekkumist ning selle säilimine 5., 10., 15. ja 20. minutil peale sekkumist; mittedominantse jala hüppeliigese dorsaalfleksioonsuunalise AROM-i märkimisväärne suurenemine täheldati kohe sekkumise järgselt ning selle säilimine 5. ja 10. minutil sekkumisejärgselt. Antud uuringutulemused näitavad, et vahtrullimise mõju laieneb ka kontralateraalsele jäsemele. Selle fenomeni

toimemehhanismid ei ole selged, kuid see võis toimuda läbi tõusnud venitusetaluvuse. (Kelly & Beardsley, 2016)

Käesolevas töös refereeritud uuringutes on vaid kolm uuringut käsitlenud SMFR-i mõjude püsijäämise kestust. MacDonald et al. (2013) uuringus täheldati märkimisväärset PROM-i mõõtmistulemuse kasvu võrreldes alghindamisega ning ka selle püsimist: kaks ja 10 minutit peale sekkumist oli nähtav märkimisväärne põlveliigese fleksioonsuunalise PROM-i kasv võrreldes alghindamisega (vastavalt $10,6 \pm 6,7^\circ$ ja $12,7\%$ ning $8,8 \pm 5,5^\circ$ ja $10,3\%$). Kelly ja Beardsley (2016) uuringus täheldati ipsilateraalsele jala AROM-i suurenemine kohe peale sekkumist ning selle säilimine 5., 10., 15. ja 20. minutil peale sekkumist (vastavalt 8,79%, 8,79%, 7,89% ja 3,97% võrrelduna algmõõtmisega); mittedominantse jala hüppeliigese dorsaalfleksioonsuunalise AROM-i märkimisväärne suurenemine täheldati kohe sekkumise järgselt ning selle säilimine 5. ja 10. minutil sekkumisejärgselt (vastavalt 5,5% ja 3,4% võrrelduna algmõõtmisega). Murray et al. (2016) ei esinenud liigesliikuvuse ulatuse suurenemist kohe peale sekkumist, 5., 10., 15. ja 30. minutil sekkumisejärgselt. Käesoleva töö autori arvates võib Murray et al. (2016) uuringu tulemuste erinevus MacDonald et al. (2013) ning Kelly ja Beardsley (2016) uuringu tulemustest tuleneda lühikesest SMFR-i rakendamise kestusest (1x60 sekundit) võrrelduna MacDonald et al. (2013) (2x1 minut) ning Kelly ja Beardsley (2016) (3x30 sekundit) kasutatud kestusega.

2.5 Vahtrullimise kestuse mõju liigesliikuvusele

Vähesed autorid on võrrelnud SMFR-i eri kestuste mõju liigesliikuvusele, käesolevas töös refereeritud uuringutest on seda teinud Couture et al. (2015) ja Monteiro et al. (2017).

Couture et al. (2015) uuringus osales 33 uuritavat, võrreldi omavahel reie posterioorsele pinnale rakendatud SMFR-i kestust: nelja 30-sekundilist seeriat ja kahte 10-sekundilist seeriat, mõlema sekkumise puhul oli seeriade vahel puhkepausi pikkuseks 30 sekundit. Toimus kolm põlveliigese sirutussuunalise PROM-i mõõtmist 48-120 tunniste vahedega: kontrollmõõtmine esimesel päeval, millele ei eelnenud sekkumist; teisel ja kolmandal mõõtmispäeval eelnes mõõtmisele 5-minutiline soojendus veloergomeetril ja sekkumine (sekkumise ja mõõtmise vahel oli 2-4 minuti pikkune paus). Kuigi uuringus kasutatud SMFR-i kestused olid võrreldavad varasemate uuringutega, siis ei esinenud erinevusi kolme mõõtmistulemuse vahel. Couture et al. (2015) arvasid, et mõõtmistulemusi võis suuresti mõjutada FR-i disain, sest uuringus kasutati väiksema tihedusega FR-i, kui näiteks kasutati MacDonald et al. (2013) uuringus (Couture et al., 2015)

Monteiro et al. (2017) uuringus osales 10 meest (keskmine vanus $27,6 \pm 2,4$ aastat) ning võrreldi 60-sekundilist ning 120-sekundilist SMFR-i rakendamise kestust reie posterioorsel osal. Lisaks FR-ile kasutati uuringus seadet nimega *Roller Massager*, mis on plastikust ning vahtplastkihiga kaetud käeshoitav SMFR-i rakendamiseks mõeldud vahend. Uuritavad osalesid neljal eri testsessioonil, mille järjekord iga osaleja jaoks oli suvaline: SMFR kasutades FR-i 60 või 120 sekundi jooksul, SMFR kasutades *Roller Massager*'it 60 või 120 sekundi jooksul. Iga testsessioon koosnes põlveliigese ekstensioon- ja fleksioonsuunalise PROM-ulatuse mõõtmisest, ühest sekkumisest ja tulemuste mõõtmisest. Uuringutulemustest selgus, et võrreldes 120-sekundilist SMFR-i kasutades FR ning 60-sekundilist SMFR kasutades *Roller Massager*'it ja võrreldes 60-sekundilist SMFR-i kasutades *Roller Massager*'it ja 120-sekundilist SMFR-i kasutades *Roller Massager*'it esines märkimisväärne erinevus. SMFR kaustades FR-i oli efektiivsem vahend, samuti mõjutas pikem SMFR-i rakendamise kestus suuremal määral liigesliikuvust. (Monteiro et al., 2017)

MacDonald et al. (2013) uuringus kasutati kahte 1-minutilist reie posterioorse pinna vahtrullimise seeriat, mille vahel oli 1-minutiline paus; kaks ja 10 minutit peale sekkumist oli nähtav märkimisväärne põlveliigese ekstensioonsuunalise PROM-i kasv (vastavalt $10,6 \pm 6,7^\circ$ ja $8,8 \pm 5,5^\circ$) (MacDonald et al., 2013). Mohr et al. (2014) kasutasid uuringus kolme 1-minutilist reie posterioorse pinna töötlemise seeriat, kus algmõõtmisega võrreldes suurenes puusaliigese fleksioonsuunaline PROM $6,88^\circ \pm 3,97^\circ$. Cheatham et al. (2017) kasutasid ühte 2-minutilist seeriat reie anterioorsel pinnal, mille tulemusena paranes põlveliigese fleksioonsuunaline PROM umbes 5° .

Antud töös refereeritud uuringutest kasutas kõige väiksemat SMFR-i rakendamisega Murray et al. (2016), kus kasutati ühte 60-sekundi pikkust seeriat reie anterioorsel pinnal, mille tulemusena ei muutunud märkimisväärselt puusaliigese ekstensioonsuunaline ja põlveliigese fleksioonsuunaline PROM. Kelly et al. (2016) kasutasid kolme 30-sekundilise kestusega seeriat hüppeliigese dorsaalfleksioonsuunalise AROM-ulatuse mõjutamiseks, esinesid statistiliselt olulised muutused: ipsilateraalsel jalal kohe peale sekkumist 8,79% muutus võrreldes algmõõtmisega ning selle säilimine 5. (8,79% muutus võrreldes algmõõtmisega), 10. (7,89% muutus võrreldes algmõõtmisega), 15. (5,6% muutus võrreldes algmõõtmisega) ja 20. (3,94% muutus võrreldes algmõõtmisega) minutil peale sekkumist; kontralateraalse jala hüppeliigese dorsaalfleksioonsuunalise AROM-i märkimisväärne suurenemine sekkumise järgselt (5,55% muutus võrreldes algmõõtmisega) ning selle säilimine 5. (3,4% muutus

võrreldes algmõõtmisega) ja 10. (1,97% muutus võrreldes algmõõtmisega) minutil sekkumisejärgselt.

Käesolevas töös refereeritud uuringutest kasutas ainukesena Sharp et al. (2012) tehnikat, kus SMFR-i rakendamise ajal tuli koes leida üles valulikumad kohad, ning püsida valupunktis, kuni valu on kahanenud 50% võrra või maksimaalselt 30 sekundit; SMFR-i rakendamise aeg oli 60-90 sekundit. Käesoleva töö autori arvates võisid Sharp et al. (2012) uuringu statistiliselt mitteolulised muutused PROM-is tuleneda uuritavatelt nõutud SMFR-i tehnikast, mis vähendas kogu piirkonna töötlemisaega oluliselt.

Kokkuvõtvalt arwab, et antud töös refereeritud uuringutes on kasutatud väga erineva kestusega SMFR-i rakendamist ning uuringute protokollide erinevuse tõttu on keeruline tuua välja kõige tulemuslikumat. Monteiro et al. (2017) sõnastas oma töös, et SMFR on kasulik meetod liigesliikuvuse parandamiseks ning tundub, et rakendamise aja pikenedes suurenevad ka mõjud lihaselastsusele. Käesoleva töö autori arvates on vajalik põhjalikum eri SMFR-i kestuste mõju uurimine müofastsiaalsetele struktuuridele, sest hetkel on vastav info puudulik.

KOKKUVÕTE

Antud töö eesmärk on teaduskirjandusele tuginedes välja selgitada, kas iseenese müofastsiaalne vabastamine kasutades vahtrulli on efektiivne meetod lihaselastsuse suurendamiseks. Iseenese müofastsiaalset vabastamist ja vahtrullimist on hakatud küll viimase aastakümne jooksul suuremamahulisemalt uurima, kuid endiselt esinevad erinevad arvamused selle efektiivsuse ja rakendamise põhimõtete kohta.

Iseenese müofastsiaalne vabastamine kasutades vahtrulli on enese-indutseeritud massaaž, mille eesmärk on elimineerida düsfunktsioone lihas- ja sidekoes. Vahtrullimisel asetatakse vahend tasapinnale ja rullitakse oma keharaskust kasutades vajalikku piirkonda. Tulenevalt vahendi suurtest mõõtmetest, saab sellega peamiselt töödelda suuri lihasgruppe, käesolevas töös refereeritud teadusartiklites on mõjutatud reie anterioorset, lateraalset ja posterioorset pinda, tuharat ning selga (*m. latissimus dorsi* ja *m. rhomboideus*).

Puudub konsensus eri autorite vahel, mis mehhanismi tõttu avaldub vahtrullimise positiivne mõju, kuid praegused uuringute tulemused kinnitavad, et vahtrullimine on efektiivne meetod liigesliikuvuse tõstmiseks ja lihaselastsuse suurendamiseks. Vahtrulli valides tuleks eelistada suurema tihedusega ning jäigemal vahtrulli väiksema tihedusega ning kergesti keharaskuse all deformeeruva vahtrulli asemel, sest sügavalasuva müofastsia mõjutamiseks on vajalik suurem surve ning väiksem kontaktala suurus. On saadud häid tulemusi kombineerides vahtrullimist ning staatiliste venitusharjutuste sooritamist, samuti võrreldes vahtrullimist ning dünaamiliste venitusharjutuste sooritamist, on leitud nende kahe meetodi sarnane efektiivsus lihaselastsuse suurendamisel. Käesolevas bakalaureusetöös refereeritud kirjanduse põhjal on kasutatud vahtrullimise kestusi alates 1 minutist (1x60 sekundit) kuni 3 minutit (3x60 sekundit), kusjuures suuremate vahtrullimiste kestustega on kaasnenud suuremamahulisem liigesliikuvuse suurenemine ning 1 minut ei ole piisav muutuste esilekutsumiseks. Käesolevas bakalaureusetöös refereeritud kirjanduses on näidatud vahtrullimise mõjude püsijäämine lihaselastsuse mõjutamisel kuni 20 minutit.

Teaduskirjandust analüüsid märkas käesoleva töö autor, et vähe on uuringuid, kus oleks uuringuperiood pikem ning seega ei ole vahtrullimise pikaajalised mõjud organismile teada. Edaspidi oleks vaja uurida, milline on pikaajalise ning korduva vahtrulli kasutamise mõju lihaselastsuse suurendamisel, samuti võrrelda põhjalikumalt vahtrullimise eri kestuste mõju lihaselastusele.

KASUTATUD KIRJANDUS

1. Abels KM. The Impact of Foam Rolling on Explosive Strength and Excitability of the Motor Neuron Pool. Magiströö: Graduate School of The University of Texas at Austin.
2. FRC (Fascia Research Congress). About the Congress – Fifth International Fascia Research Congress, Berlin, November 14-15, 2018.
<http://fasciacongress.org/congress/about-the-congress/>. Vaadatud 11.04.2018
3. Adstrum S, Hedley G, Schleip R, Stecco C, Yucesoy CA. Defining the fascial system. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 2017; 21: 173–177.
4. Ajimsha MS. Effectiveness of direct vs indirect technique myofascial release in the management of tension-type headache. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 2011; 15: 431–435.
5. Arguisuelas MD, Lisón JF, Sánchez-Zuriaga D, Martínez-Hurtado I, Doménech-Fernández J. Effects of Myofascial Release in Nonspecific Chronic Low Back Pain: A Randomized Clinical Trial. *Spine* 2017; 42: 627–634.
6. Barnes MF. The basic science of myofascial release: morphologic change in connective tissue. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 1997; 1: 231–238.
7. Behara B, Jacobson BH. Acute Effects of Deep Tissue Foam Rolling and Dynamic Stretching on Muscular Strength, Power, and Flexibility in Division I Linemen. *Journal of Strength and Conditioning Research* 2017; 31: 888–892.
8. Benetazzo L, Bizzego A, Caro RD, Frigo G, Guidolin D, et al. 3D reconstruction of the crural and thoracolumbar fasciae. *Surgical and Radiologic Anatomy* 2011; 33: 855–862.
9. Bushell JE, Dawson SM, Webster MM. Clinical Relevance of Foam Rolling on Hip Extension Angle in a Functional Lunge Position. *The Journal of Strength & Conditioning Research* 2015; 29: 2397.
10. Cheatham SW, Kolber MJ, Cain M. Comparison of video-guided, live instructed, and self-guided foam roll interventions on knee joint range of motion and pressure pain threshold: a randomized controlled trial. *International Journal of Sports Physical Therapy* 2017; 12: 242–249.
11. Couture G, Karlik D, Glass SC, Hatzel BM. The Effect of Foam Rolling Duration on Hamstring Range of Motion. *The Open Orthopaedics Journal* 2015; 9: 450–455.

12. Curran PF, Fiore RD, Crisco JJ. A Comparison of the Pressure Exerted on Soft Tissue by 2 Myofascial Rollers. *Journal of Sport Rehabilitation* 2008; 17: 432–442.
13. Findley T, Chaudhry H, Dhar S. Transmission of muscle force to fascia during exercise. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 2015; 19: 119–123.
14. Fleckenstein J, Wilke J, Vogt L, Banzer W. Preventive and Regenerative Foam Rolling are Equally Effective in Reducing Fatigue-Related Impairments of Muscle Function following Exercise. *Journal of Sports Science & Medicine* 2017; 16: 474–479.
15. Healey KC, Hatfield DL, Blanpied P, Dorfman LR, Riebe D. The effects of myofascial release with foam rolling on performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research* 2014; 28: 61–68.
16. Ichikawa K, Hitoshi T, Mitomo S, Usa H, Ogawa D. Comparative analysis of ultrasound changes in the vastus lateralis muscle following myofascial release and thermotherapy: A pilot study. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 2015; 19: 327–336.
17. Kalichman L, Ben David C. Effect of self-myofascial release on myofascial pain, muscle flexibility, and strength: A narrative review. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 2017; 21: 446–451.
18. Kelly S, Beardsley C. Specific and cross-over effects of foam rolling on ankle dorsiflexion range of motion. *International Journal of Sports Physical Therapy* 2016; 11: 544–551.
19. Krause F, Wilke J, Niederer D, Vogt L, Banzer W. Acute effects of foam rolling on passive tissue stiffness and fascial sliding: study protocol for a randomized controlled trial. *Trials* 2017; 18: 114–114.
20. Kumka M, Bonar J. Fascia: a morphological description and classification system based on a literature review. *Journal of the Canadian Chiropractic Association* 2012; 56: 179–191.
21. Maas H, Meijer HJM, Huijing PA. Intermuscular Interaction between Synergists in Rat Originates from both Intermuscular and Extramuscular Myofascial Force Transmission. *Cells Tissues Organs* 2005; 181: 38–50.
22. MacDonald GZ, Penney MD, Mullaley ME, Cuconato AL, Drake CD, et al. An acute bout of self-myofascial release increases range of motion without a subsequent decrease in muscle activation or force. *The Journal of Strength & Conditioning Research* 2013; 27: 812–821.

23. Mohr AR, Long BC, Goad CL. Effect of Foam Rolling and Static Stretching on Passive Hip-Flexion Range of Motion. *Journal of Sport Rehabilitation* 2014; 23: 296–299.
24. Monteiro ER, Cavanaugh MT, Frost DM, Novaes J da S. Is self-massage an effective joint range-of-motion strategy? A pilot study. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 2017; 21: 223–226.
25. Murray AM, Jones TW, Horobeanu C, Turner AP, Sproule J. Sixty seconds of foam rolling does not affect functional flexibility or change muscle temperature in adolescent athletes. *International Journal of Sports Physical Therapy* 2016; 11: 765–776.
26. Myers TW. *Myofascial Meridians for Manual and Movement Therapists*. Elsevier Health Sciences; 2013.
27. Schleip R., Klingler W, Lehmann-Horn F. Active fascial contractility: Fascia may be able to contract in a smooth muscle-like manner and thereby influence musculoskeletal dynamics. *Medical Hypotheses* 2005; 65: 273–277.
28. Schleip R. (a). Fascial plasticity – a new neurobiological explanation Part 2. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 2003; 7: 104–116.
29. Schleip R. (b). Fascial plasticity – a new neurobiological explanation: Part 1. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 2003; 7: 11–19.
30. Schleip R (a), Duerselen L, Vleeming A, Naylor IL, Lehmann-Horn F, et al. Strain hardening of fascia: Static stretching of dense fibrous connective tissues can induce a temporary stiffness increase accompanied by enhanced matrix hydration. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 2012; 16: 94–100.
31. Schleip R (b) , Findley TW, Huijing P. *Fascia: The Tensional Network of the Human Body*. Churchill Livingstone: 2012.
32. Sharp V. A comparative study between self myofascial release and Emmet technique effectiveness in the management of fascial (iliotibial band) tightness. *Bakalaureusetöö*. Stranmillis University College, Belfast.
33. Simic L, Sarabon N, Markovic G. Does pre-exercise static stretching inhibit maximal muscular performance? A meta-analytical review: Acute static stretching and performance. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 2013; 23: 131–148.
34. Stecco A, Stern R, Fantoni I, De Caro R, Stecco C. Fascial Disorders: Implications for Treatment. *Physical Medicine & Rehabilitation* 2016; 8: 161–168.

35. Stecco C. *Functional Atlas of the Human Fascial System*. Churchill Livingstone: 2015.
36. Stecco C (a), Macchi V, Porzionato A, Duparc F, De Caro R. The fascia: the forgotten structure. *Italian Journal of Anatomy and Embryology* 2011; 116: 127–138.
37. Stecco C, Pavan PG, Porzionato A, Macchi V, Lancerotto L, et al. Mechanics of crural fascia: from anatomy to constitutive modelling. *Surgical and Radiologic Anatomy* 2009; 31: 523–529.
38. Stecco C, Porzionato A, Lancerotto L, Stecco A, Macchi V, et al. Histological study of the deep fasciae of the limbs. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 2008; 12: 225–230.
39. Stecco C (b), Stern R, Porzionato A, Macchi V, Masiero S, et al. Hyaluronan within fascia in the etiology of myofascial pain. *Surgical Radiologic Anatomy* 2011; 33: 891–896.
40. Su H, Chang NJ, Wu WL, Guo LY, Chu IH. Acute Effects of Foam Rolling, Static Stretching, and Dynamic Stretching During Warm-ups on Muscular Flexibility and Strength in Young Adults. *Journal of Sport Rehabilitation* 2016; 26: 469–477.
41. Škarabot J, Beardsley C, Štirn I. Comparing the effects of self-myofascial release with static stretching on ankle range-of-motion in adolescent athletes. *International journal of Sports Physical Therapy* 2015; 10: 203.
42. Threlkeld J. The Effects of Manual Therapy on Connective Tissue. *Physical Therapy* 1992; 72: 893–902.
43. Weston D, Clock B, Harden D, Mason D, Gish E . Glossary of osteopathic terminology. *American Association of Colleges of Osteopathic Medicine*: 2011.
44. Wilke J., Schleip R, Yucesoy CA, Banzer W. Not merely a protective packing organ? A review of fascia and its force transmission capacity. *Journal of Applied Physiology* 2018; 124: 234–244.
45. Wilke J (a), Krause F, Vogt L, Banzer W. What Is Evidence-Based About Myofascial Chains: A Systematic Review. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2016; 97: 454–461.
46. Wilke J (b), Niederer D, Vogt L, Banzer W. Remote effects of lower limb stretching: preliminary evidence for myofascial connectivity? *Journal of Sports Sciences* 2016; 34: 2145–2148.

SUMMARY

Self-myofascial release through foam rolling and its effects on muscle elasticity.

The purpose of this study is to investigate based on scientific literature, whether self-myofascial release using a foam roller is an effective method for improving the range of motion of the joints. There has been an increasing number of studies within the last decade about self-myofascial release and foam rolling, but there are still different opinions about its effectiveness and principles of use.

Self-myofascial release using a foam roller is a self-induced massage, with the purpose of eliminating dysfunctions within the muscle or connective tissue. With foam rolling, the roller is placed on a flat surface and affecting the necessary region using one's body weight through rolling motions. Because of the large dimensions of the roller, it can be used for larger muscle groups. Within the articles referenced from this study, the target regions have been the anterior, lateral and posterior portion of the thigh, gluteal region and the back (*m. latissimus dorsi* ja *m. rhomboideus*).

There is a lack of consensus among different authors for what is the mechanism, by which the foam roller has a positive effect, but the current studies confirm that foam rolling is an effective method for improving joint range of motion and increasing muscle elasticity. While choosing the type of foam roller, higher density materials and more rigid foam rollers should be preferred, as deep fascia is most likely affected by higher pressure through smaller contact area. There have been good results using a combination of foam rolling and static stretching. Also, by comparing the foam rolling with dynamic stretching, there have been similar results for improving joint range of motion. Within the studies referenced from this work, authors have used foam rolling durations ranging from 1 minute (1x60 seconds) to 3 minutes (3x60 seconds), while longer rolling durations have been shown to affect joint range of motion more and 1 minute is not sufficient to cause any changes in muscle elasticity. Within the mentioned studies, the effects of foam rolling has been shown to last no more than 20 minutes.

While researching the scientific literature, the author of this study has noticed, that there is an insufficient amount of long term studies evaluating the effects of foam rolling on joint range of motion, therefore the longlasting effects of foam rolling are not known. There is a need for longitudinal studies researching the long term effects of foam rolling on muscle elasticity, as well as in depth comparisons on the different foam rolling durations on muscle elasticity.

AUTORI LIHTLITSENTS TÖÖ AVALDAMISEKS

Mina, Liisi Sagor, (sünnikuupäev: 18.07.1996)

1. annan Tartu Ülikoolile tasuta loa (lihtlitsentsi) enda loodud teose,

Iseenese müofastsiaalne vabastamine läbi vahtrullimise ja selle kasutamine lihaselastsuse suurendamisel

mille juhendaja on Jelena Sokk,

1.1. reprodutseerimiseks säilitamise ja üldsusele kättesaadavaks tegemise eesmärgil,

sealhulgas digitaalarhiivi DSpace-is lisamise eesmärgil kuni autoriõiguse kehtivuse tähtaja lõppemiseni;

1.2. üldsusele kättesaadavaks tegemiseks Tartu Ülikooli veebikeskkonna kaudu, sealhulgas digitaalarhiivi DSpace'i kaudu kuni autoriõiguse kehtivuse tähtaja lõppemiseni.

2. olen teadlik, et punktis 1 nimetatud õigused jäävad alles ka autorile.

3. kinnitan, et lihtlitsentsi andmisega ei rikuta teiste isikute intellektuaalomandi ega isikuandmete kaitse seadusest tulenevaid õigusi.

Tartus, 07.05.2018